

Izomaktivitási mintázatok függése a hajtókar ellenállásától felső végtaggal végzett kerékpározás esetén

Bevezetés:

Az emberi mozgás analízisét és kvantitatív jellemzését széles körben alkalmazzák az orvosi rehabilitációban és az élsportban is (Knoll és mtsai 2002, Keresztényi és mtsai, 2009; Pilissy és mtsai, 2007, 2008; Katona és mtsai 2010).

Munkám témája a kézi kerékpározás. E tevékenység végzésekor különböző ellenállás ellen vagy anélkül tekerő mozgást végzünk felső végtagunkkal. Ez egy igen általános mozgásforma, főleg a rehabilitációban a különböző betegségek után a mozgási funkciók helyreállításában.

A kutatásaim célja nem csak a mozgások elemzése, hanem az egyes külső tényezők hatása az izmok működésére, valamint izomaktivitási minta megállapítása, ebből pedig egy mesterséges izom-ingerlési minta létrehozása.

A kerékpározás, történjen hagyományosan, lábbal végezve, vagy esetünkben felső végtaggal, számos előnyös élettani hatással bír, már csak abból adódóan is, hogy mozgás. Hatással van a szív-keringési rendszerre és a légzésre is. Ez idáig keveset foglalkoztak a kézi kerékpározással, mert a mindennapi életben és a sportban nem igazán elterjedt, ugyanakkor az orvosi rehabilitációban nagy jelentősége van az idegrendszeri eredetű mozgás rendellenességek esetén.

2010 őszén kezdtük munkánkat az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézetben (OORI), 15 egészséges fiatal tekerő karmozgásának vizsgálatával. Majd 2011 őszén 17 stroke-on átesett páciens felső végtaggal végzett tekerő mozgását mértem, de ebben a munkámban csak az egészséges mozgásmintázatokról fogok részletesen beszámolni.

A mozgás különböző – kinematikai és elektromiográfiás (EMG) – adatait rögzítettük. Ezen adatokból izomaktivitási mintázatokat állapítottam meg, amelyek alapján olyan izom ingerlési minták definiálása lehetséges, amelyeket felsővégtag-bénult személyek mozgás-rehabilitációjában alkalmazhatunk. A rehabilitáció során az egészségeshez leginkább hasonlító mozgást szeretnénk létrehozni, ezért tanulmányozom az egészséges izomaktivitás mintát.

Konkrétan azzal a céllal vizsgáltam ezeket a mozgásokat, hogy hasonló mozgást mesterségesen is létre lehessen hozni olyan embereknél, akiknél az idegrendszeri károsodásuk miatt ez nem jöhet létre, például gerincvelősérülteknél, valamint stroke-on átesetteknél.

Hasonló módszert már alkalmaznak alsó végtag bénultaknál. Mesterségesen hozzák létre a kerékpározást a rehabilitáció során (Szécsi és mtsai, 2006; Laczkó és mtsai, 2008; Pilissy és mtsai, 2008; Katona és mtsai, 2009).

A mozgás számos pozitív, kedvező élettani hatása ismeretes. A fentebb említett személyeknél pedig különösen nagy a jelentősége, hiszen ők akaratlagos izomműködés kifejtésére nem képesek.

Rengeteg kérdés felmerül egy mozgás rögzített adatainak analízisének. Az egyik az, hogy egy ilyen mozgásnál az egyes izmok aktivitása időben hogyan változik, valamint, hogy a mozgás mely fázisában (esetünkben az ergométer mely helyzeténél) mely izom aktív. Továbbá, hogy külső tényezőktől hogyan függenek ezek a szögtartományok. Ilyen külső tényező a kézi kerékpározásnál a hajtókar ellenállása vagy a hajtókar fogásának módja.

Ezen kérdésekre válaszolok e munkámban.

Hipotéziseim:

1. Az izmok aktivitása nem változik a hajtókar helyzetének függvényében.
2. A hajlásszög-tartományok, amelyekben az egyes izmok aktívak, nem változnak az ellenállás növelésével.
3. Ezen hajlásszög-tartományok nem változnak a fogásmód változásával.

Módszer:

Mérésben résztvevő személyek:

15 egészséges fiatal, egyetemista tekerő karmozgását vizsgáltuk. Átlagéletkoruk 21 év, szórás: 2,12. Közülük 9-en nők és 6-an férfiak. A vizsgálatot az OORI etikai bizottsága engedélyezte, s mindannyian aláírták a beleegyezési nyilatkozatot a részletes tájékoztató elolvasása és esetleges kérdéseik feltétele után. A kézi kerékpározásnál alkalmazott mozgásmintáról egészséges populációban feltételezhető, hogy az életkori különbség nem okoz nagy eltérést fiatal és középkorban, hiszen természetes, kényelmes sebességű kerékpározást kértünk a személyektől.

Mérőberendezés:

A mérésekhez egy MEYRA típusú kar ergométert és egy ultrahang alapú ZEBRIS mozgásanalizáló eszközt használtunk. Ezeket az 1. képen láthatják. A MEYRA típusú ergométert lehet kézzel is és lábbal is hajtani; vizsgálatunkban csak a karral működtethető funkciót használtuk.

A Zebris CMS 70 típusú, ultrahang bázisú, háromdimenziós mozgásanalizáló eszközzel dolgoztunk, melyet a német orvosi műszergyártó cég gyártott. E rendszert az ultrahangot kibocsátó markerek, az ultrahang vevőfej, továbbá EMG elektródák és a rendszert vezérlő számítógép alkotják.

Mozgási feladat:

Kerékpározó karmozgást vizsgáltunk.

A vizsgált személyek a kar ergométerrel szemben, egy rögzített székben, ülő testhelyzetben helyezkedtek el, így fogták meg az ergométer hajtókarját. A fogásmód a hajtókar típusa szerint lehetett horizontális és vertikális. A két fogásnem különbsége jól látható a 2. és 3. képeken.

Különböző feltételrendszerekben 10-10 kört kellett tekerniük a vizsgált személyeknek. Ilyen feltétel volt az egy-, illetve kétkezes tekerés, a jobb és bal oldalról való mérés, a horizontális és vertikális fogásnem, valamint 3 különböző ellenállás (nehézségi fokozat). Egykezes tekerésnél, az ergométer fokozatainak megfelelően 1-es, 2-es és 3-as nehézségnél hajtottak, kétkezesnél pedig 1-es, 3-as és 5-ösnél. Tehát például egy feltételrendszer: bal oldali (L), kétkezes tekerés (D), horizontális fogásnemben (H), 3-as ellenállásnál (3) – jelölése: LDH3.

Mérési eljárás:

A méréseket elvégeztük a test jobb, illetve bal oldaláról is, így lehetőségünk nyílt a két oldal (jobb és bal kar) objektív összehasonlítására. Minden vizsgált személynél ugyanúgy történt az adatrögzítés. Először leültek a székbe, amely rögzítve volt, hogy az a feladat során ne mozduljon el. A megtisztított bőrfelületre, karjuk különböző anatómiai pontjaira felhelyeztük a markereket és az EMG elektródákat. Az önmagukból ultrahangot kibocsátó (ultrahang adó) markereket a vállcsúcsra (acromion), a külső könyökdundorra (epicondylus lateralis) és a singcsont íróvesszőnyúlványára (processus styloideus of ulnae), valamint a kisujjhoz tartozó kézközépcsont fejére (caput of metacarpus of digiti minimi) helyeztünk el. A kibocsátott ultrahangot a vevőkészülék fején lévő triplet fogadta.

EMG-vel a Delta Anterior, Delta Posterior, Biceps Brachii és Triceps Brachii izmok elektromos aktivitását mértük.

A vizsgált személyek először csak a jobb kezükkel, az ergométer fokozatainak megfelelően 1-es, 2-es és 3-as ellenállással szemben, majd páros karra 1-es, 3-as és 5-ös ellenállásnál tekertek 10-10 kört. Ezután a bal kart szereltük fel, áthelyeztük a ZEBRIS ultrahangot érzékelő vevőfejét, hogy az a bal karra helyezett markerekből kibocsátott jeleket érzékelje és ezen az oldalon is először az egy-, majd a kétkezes tekerésnél mért adatokat rögzítettük. Kétkezes tekerésnél azért vizsgáltuk külön-külön a két oldalt, mert csak egy ultrahangos vevőfejjel rendelkezik az általunk alkalmazott műszer és egyszerre csak az egyik karon elhelyezett markereket tudta érzékelni. A hajtókar függőleges irányhoz viszonyított hajlásszögének a kiszámítását a marker adatokból végeztem, a függőleges 0°-hoz képest (2. ábra). A hajtókarszög adatok rögzítése eltért a két oldalnál. A mozgás során a hajtókaron lévő marker egy körpályát fut le. Jobb oldalról történő mérésnél, a köríven az óramutató járásával megegyező irányban történt az adatrögzítés, így a hajlásszög értékek növekedtek a kiindulási 0°-tól 360°-ig. Bal oldali mérésnél az óramutató járásával ellentétes irányban vette a berendezés az adatokat, azaz csökkenő tendenciát mutat a hajlásszög adat.

Az EMG mintavételi frekvenciája 1000Hz, a markereké pedig 33 Hz volt. A ZEBRIS egyszerre, párhuzamosan, szinkronizáltan rögzítette a kétféle adatot.

A mérési eljárás egy embernél - míg minden feltétel rendszerben 10 kört hajtott, körülbelül 30 percet vett igénybe.

Adatok feldolgozása:

Az adatokat .txt kiterjesztéssel tudtam kiexportálni a ZEBRIS rendszerből, majd Matlab és Excel programokkal dolgoztam fel az adatokat. Ez több lépésben történt, ezt egy sematikus ábrával is bemutatom (1 ábra).

Az EMG adatokat 50 és 400 Hz között szűrtem (negyed fokú Butterworth szűrővel), az RMS-t (Root Mean Square algoritmussal végzett simítást) pedig 50 ms-os ablakkal végeztem. A vizsgált személyek egy feltételnél legalább 10 kört hajtottak és az ennek

megfelelő adatokat először egy fájlba mentettük. Az összehasonlíthatóság érdekében ezt a fájlt körönként vágtam, azaz elkülönítettem annyi részfájlba, amennyi kört tekertek. Az alanyok egy-egy kört más-más idő alatt tekertek. Mivel átlagolni szerettem volna, ezért idő szerint normalizáltam az adatokat, hogy összehasonlíthatóak és átlagolhatóak legyenek az egyes körök adatai.

Az EMG és marker adatok vágását, majd normalizálását Matlab programokkal végeztem.

A normalizálás lehetővé teszi a különböző mintavételi frekvenciával mért EMG és marker adatok összehasonlíthatóságát is. A különböző időpontokban mért adatokat interpoláltam, először az idő, majd a hajtókar szög függvényében.

Az adatfeldolgozás során tehát az ergométer hajtókarjának a szöge szerint is normalizáltam, azaz cubic spline interpolációval a 0-360 fok tartományban fokenként meghatároztam az adott szöghelyzetben mért marker koordinátákat és EMG értékeket. Erre példa a 3-4. ábra, ahol a Biceps és Triceps izmok aktivitása látható a hajtókar hajlásszögének függvényében.

A normalizált adatokból először az egyes személyek 10 kör alatt mért átlag izomaktivitásait számoltam ki, majd ezt az átlagot az összes alanyra kiszámoltam és ezen átlagokat átlagoltam az egyes feltételrendszerekben.

Eredmények:

Természetesen az ellenállás növelésével az izom által kifejtett erő és az EMG aktivitás nő. Kérdés azonban, hogy az izom bekapcsolódása az aktív izommunkába az ellenállások növelésével változik-e?

Az egyes alanyok 10 kör alatt mért átlag izomaktivitásait átlagoltam az egyes feltételeknél. Megállapítottam ezen átlagértékek maximumának 35%-át és egy izmot akkor tekintettem aktívnak, amikor a mért EMG érték meghaladta ezt a 35%-ot (Ozgunen et al., 2010).

Az ellenállás növelésével az aktív izommunkába való bekapcsolódása az egyes izmoknak a bal oldalról való mérésnél egyre kisebb hajtókar-szögnél történt (ld. feljebb), jobb oldalról pedig egyre nagyobb hajtókar-szögnél (3. és 4. ábra). Ezt figyeltem meg horizontális és vertikális fogásnemen is. A 3. ábra felső diagramján az 1-es hajtókar ellenállásnál mért EMG értékek láthatók a hajtókar szögének függvényében, a középső diagramon a 3-as, az alsó diagramon pedig az 5-ös ellenállásnál mért EMG értékek szintén a hajtókar szögének függvényében.

A függőleges szaggatott vonalak az egyes diagramokban abból a pontból indulnak, ahol a Bicepsnél mért EMG aktivitás először meghaladja az átlag aktivitás 35%-át. Az ellenállás növekedésével ezek a vonalak egyre kisebb hajlásszögeknél metszik az diagram vízszintes tengelyét, a hajlásszögeket tartalmazó koordinátatengelyt.

Jobb oldalról való mérés eredményeit a 4. ábra mutatja hasonló elrendezésben, de itt a hajtókar irányának szöge növekvően szerepel a módszer részben leírtak miatt. Itt is látható, hogy a különböző ellenállások esetén más-más hajtókar szög értéknél aktivizálódik a Biceps.

Ezután megvizsgáltam, hogy az aktív izommunkához tartozó hajlásszögtartományok mekkorák és hogyan változnak például az ellenállás növelésével.

Az 5. és 6. ábra bal kézzel és jobb kézzel való tekerés esetén szemlélteti a négy karizom aktivitásának megfelelő tartományokat. Megfigyelhető az 5-8. ábrákon például az, hogy a Delta Posterior alacsony aktivitással ugyan, de szinte az egész mozgástartományon aktívnak tekinthető. Valószínűleg stabilizáló funkciót tölt be.

A 7. és 8. ábra kördiagramjai mutatják, hogy a Biceps aktivitáshoz tartozó szögtartomány bal oldali mérésnél, kétkezes tekerésnél, horizontális fogásnemben, 1-es ellenállásnál 300° -tól 80° -ig tart, ugyanezen feltételeknél, csak 3-as ellenállásnál 220° -nál kapcsolódik be és 75° -ig tart. Továbbá az ellenállás növelésénél azt is tapasztaltam, hogy a Tricepsnek nincs egy plusz (második rövid tartománybeli) bekapcsolódása, míg alacsony (1-es fokozat) ellenállásnál ilyen megfigyelhető volt (5-6. ábra).

A bekapcsolódás változása sarkallt a statisztikai vizsgálatra, hogy van-e szignifikáns különbség ezen adatokban az ellenállás növelésével. Ezt t-próbával végeztem. A bal oldali, horizontális fogásnemnél találtam szignifikáns különbséget, ezért ábrázoltam (9. ábra). Ezen az ábrán azért csak 10 alany eredményeit ábrázoltam, mert két alany adatait nem tudtam felhasználni, hárman pedig balkezesek voltak.

A 10-11. ábra annak összehasonlítására szolgál, hogy a horizontális és vertikális fogásnemeknél különböznek-e azok a hajtókar hajlásszögtartományok, amelyekben az izmok aktívak. Az ábra szemlélteti, hogy például a Biceps izom esetén alig különböznek ezek a tartományok.

A meglévő adatokból megkaptam az izom aktivitási mintákat (3. ábra), illetve izom aktivitási tartományokat, majd létrehoztam az izom ingerlési mintákat (13. ábra) minden feltételrendszerhez külön-külön. Tehát nem csak arra kell figyelnünk az ingerlésnél, hogy az ellenállás növelésével erősebben ingereljük, hanem arra is, hogy mely hajtókarszögnél kapcsoljuk be (kezdjük stimulálni) az izmokat.

Hipotézisvizsgálat:

Megadtam az izmok aktivitását az ergométer hajtókar hajlásszögének függvényében. Az EMG adatok mutatják, hogy a hajlásszög függvényében változnak az izomaktivitások, ezért első hipotézisemet elvettem. A második hipotézisemet is elvettem, mert a nagyobb ellenállással végzett tekeréskor, horizontális fogásnemben, bal oldali tekerésnél a Biceps és Triceps izmok szignifikánsan kisebb ($p < 0,05$) hajtókar-szögnél kezdték aktivitásukat, bár az aktivitás végződése nem változik szignifikánsan. A harmadik hipotézist elfogadtam, a hajlásszög, ahol az izmok aktivitása indul, nem különbözik szignifikánsan ($p < 0,05$) a két fogásnem esetén, azaz invariáns a fogásnemre (10., 11. ábra).

Összefoglalás:

Izomaktivitás-mintát javasolok, hogy felső-végtag bénultak saját izmaik erejével, Funkcionális Elektromos Stimuláció alkalmazásával kézi kerékpárt hajtsanak. Nagyobb ellenállással szemben úgy változik a minta – a könyök hajlító és feszítő izmoknál – hogy a függőleges irányhoz viszonyítva, kisebb hajtókar szögnél induljon az izmok ingerlése – bal kar izmainak ingerlésénél. Jobb karnál pedig egyre nagyobb hajtókar szögeknél. A Delta izmok szerepének pontosítását a jövőben tervezem. A javasolt minta implementálható a hajtókar hajlásszögének mérésével és alkalmazható stroke-on átesettek vagy gerincsérültek mozgásának létrehozására. A 13. ábra mutatja, hogy milyen izomaktivitás mintával lehetne felső végtag bénult páciensek kézi kerékpározó mozgását létrehozni. Az általam megállapított izomaktivitás mintázatokat memóriakártyára lehet rögzíteni és ezt a kártyát a Pázmány Péter Katolikus Egyetemen fejlesztett izom-ingerlő készülékbe lehet illeszteni. A készülék a memóriakártyáról be tudja olvasni, hogy adott hajtókarszög esetén az egyes izmokat szükséges-e ingerelnie vagy sem.

Az 4. képen egy gerincvelősérült látható, aki már fel van szerelve az izom ingerlő elektródákkal. Látható még a többcsatornás izom ingerlő készülék, ami a hajtókarszög érzékelővel van összeköttetésben.

Forrásjegyzék:

Katona P, Pilissy T, Fazekas G, Klauber A, Laczkó J. (2010): A non-invasive method for the examination of muscle geometry to the exploration of the context of the muscle activities and muscle length changes. *Biomechanica Hungarica* III. évfolyam, 1. szám, 101-105. o.

Keresztényi, Z., Cesari, P., Fazekas, G., Laczkó, J. (2009): The relation of hand and arm configuration variances while tracking geometric figures in Parkinson's disease - "aspects for rehabilitation". *International Journal of Rehabilitation Research*, 2009, 32: 53-63

Knoll Zs., Kiss R.M., Kocsis, L. (2002): Teljes és izolált térd biomechanikájának vizsgálata ultrahangos mozgásérzékelővel. *Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet és Plasztikai Sebészet XLV. (3):* 201-206.

Laczkó J., Pilissy T., Klauber A (2008): Modeling of Limb Movements for Controlling Functional Electrical Stimulation of Paraplegics. *Proc. of the Third Hungarian Conference on Biomechanics*. ISBN 978 963 06 4307 8. pp. 151-157

Pilissy T, Pad K, Fazekas G, Horváth M, Stefanik Gy, Laczkó J. (2007): The role of ankle-joint during cycling movement task. *Proceedings of the 9th Congress of European Federation for Research in Rehabilitation*, Budapest, Aug 26-29. 2007. *Int J Rehabil Res* 2007;30 (Suppl 1) :58-59.

Pilissy T, A. Klauber, Gábor Fazekas, József Laczkó, Johann Szécsi (2008): Improving functional electrical stimulation driven cycling by proper synchronization of the muscles. *Clinical Neuroscience/Ideggyógy Szle.* 61(5-6) pp. 162-167

Szécsi J, Fincziczki A, Laczko J, Klauber A (2006): Functional electrical stimulation for cycling of paraplegics: individual adaptation of the clinical environment in Hungary. *11th Annual Congress of the European College of Sport and Science, Book of abstracts*, p.406

Ozgunen, KT (Ozgunen, Kerem Tuncay); Celik, U, Kurdak, S (2010): Determination of an optimal threshold value for muscle activity detection in EMG analysis. *Journal of Sport Science and Medicine*. Volume: 9 Issue: 4 Pages: 620-628

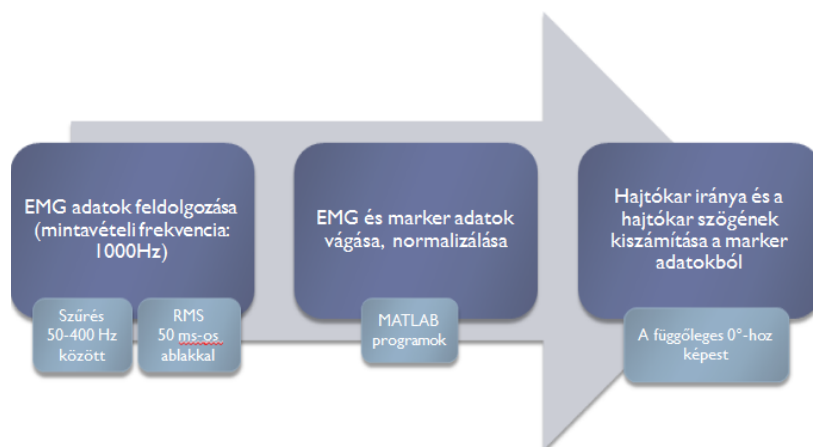
Képek és ábrák:



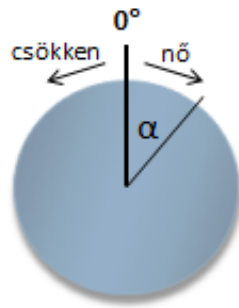
1. kép: Mérési berendezés: 1. Kar ergométer 2. Ultrahang alapú vevőfej 3. Rögzített szék



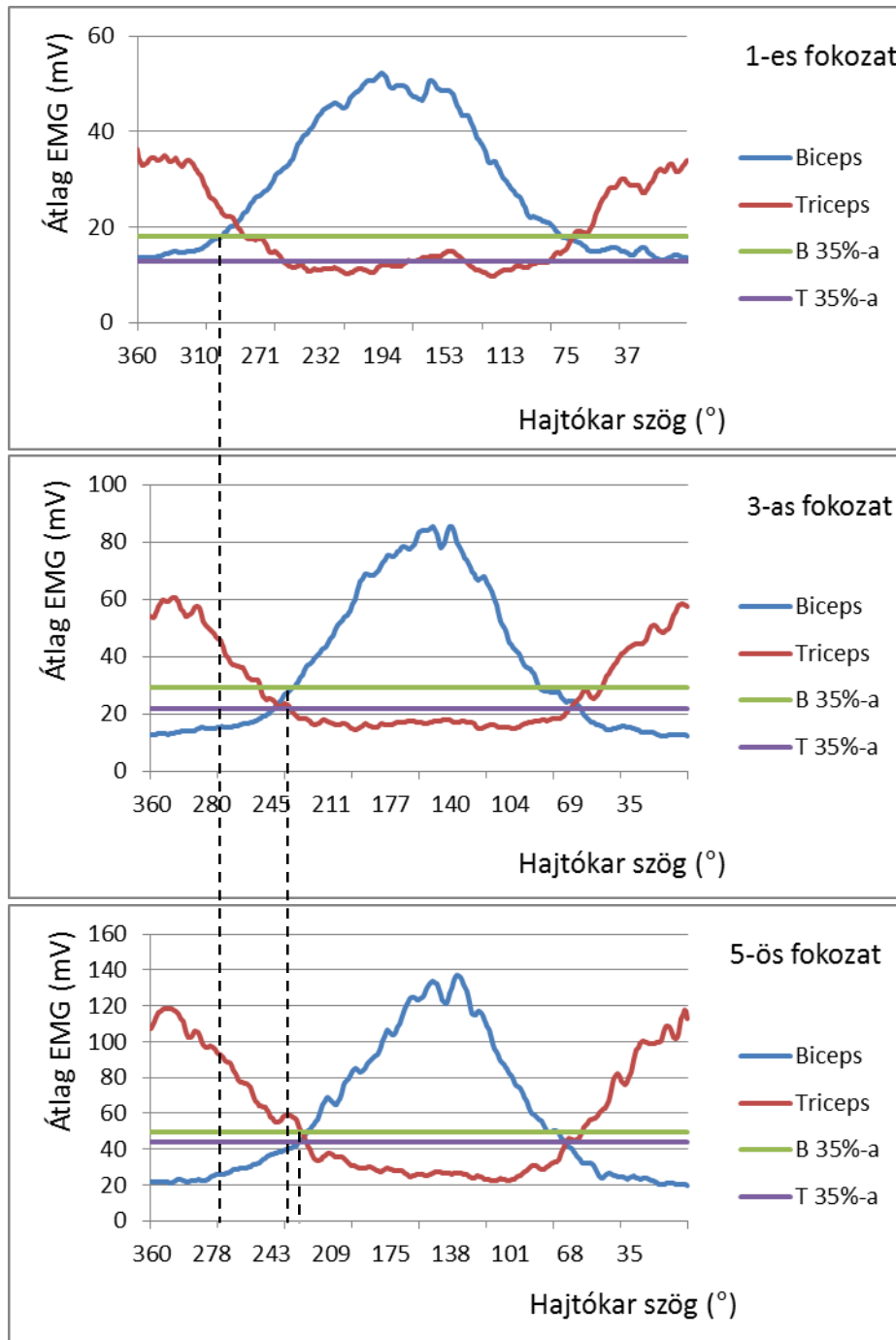
2. és 3. kép: A vertikális (bal) és horizontális fogásnemek (jobb)



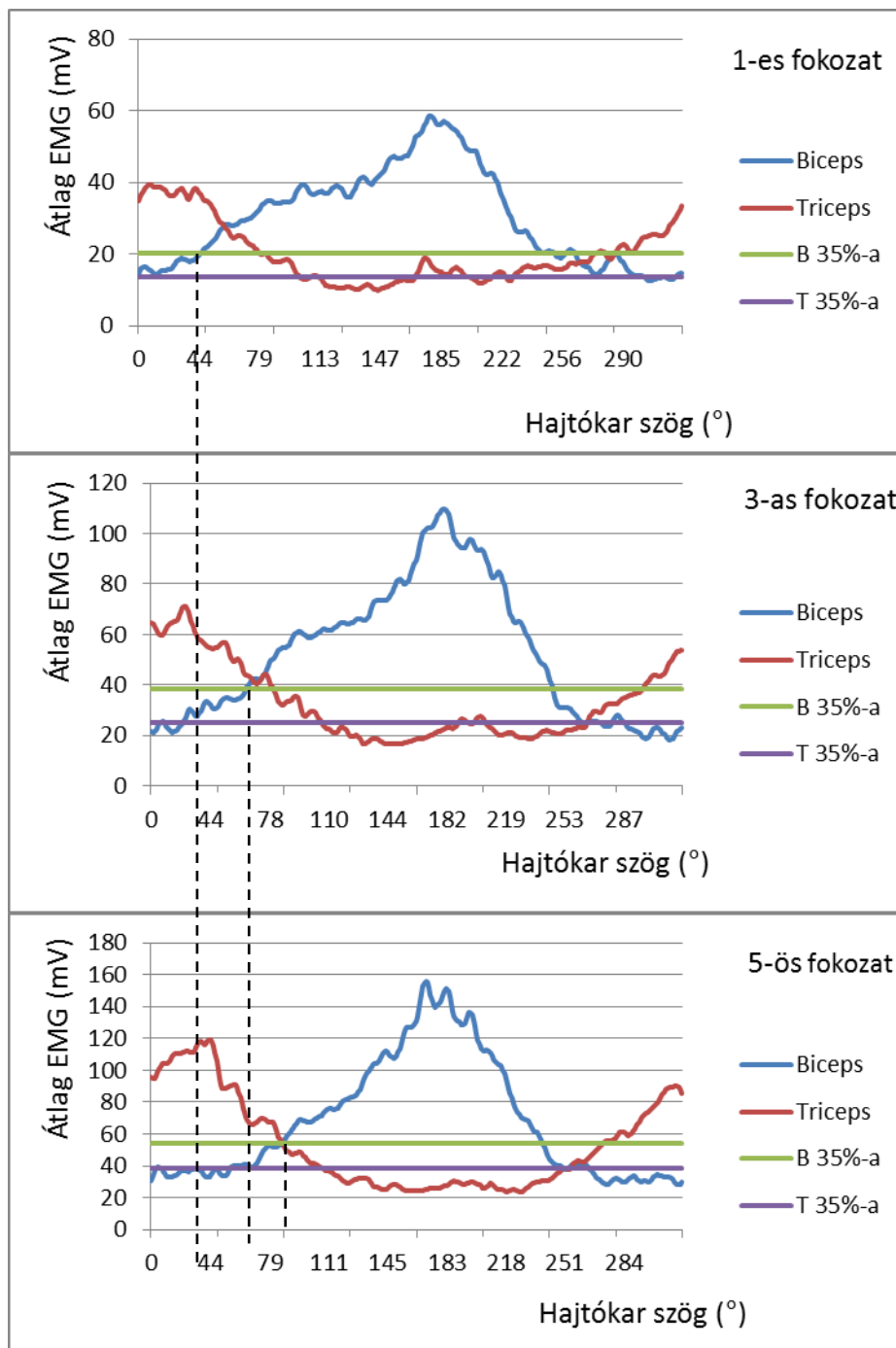
1. ábra: Az adatfeldolgozás folyamata



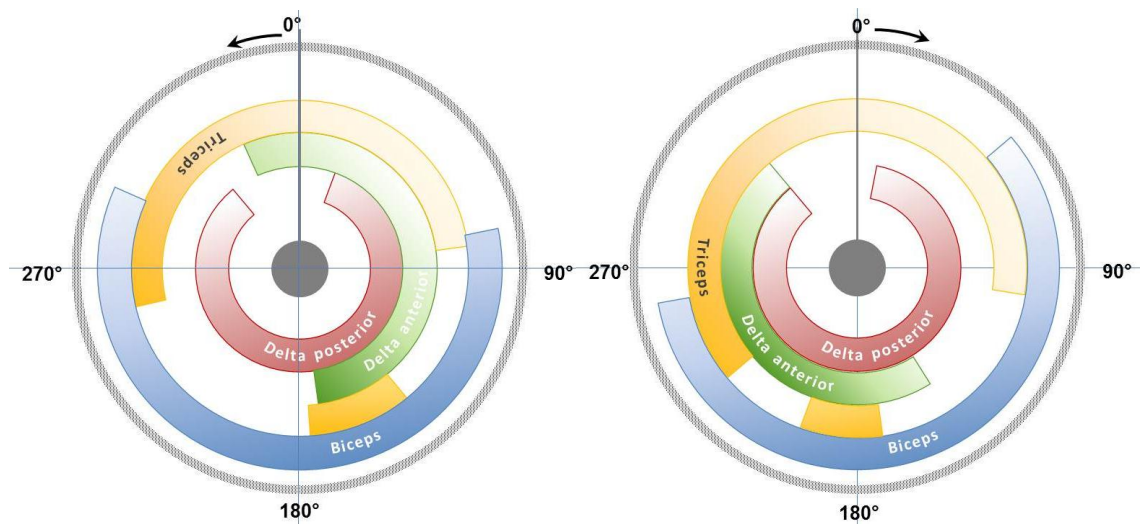
2. ábra: A hajtókar szög (α) értékének változása a mozgás során



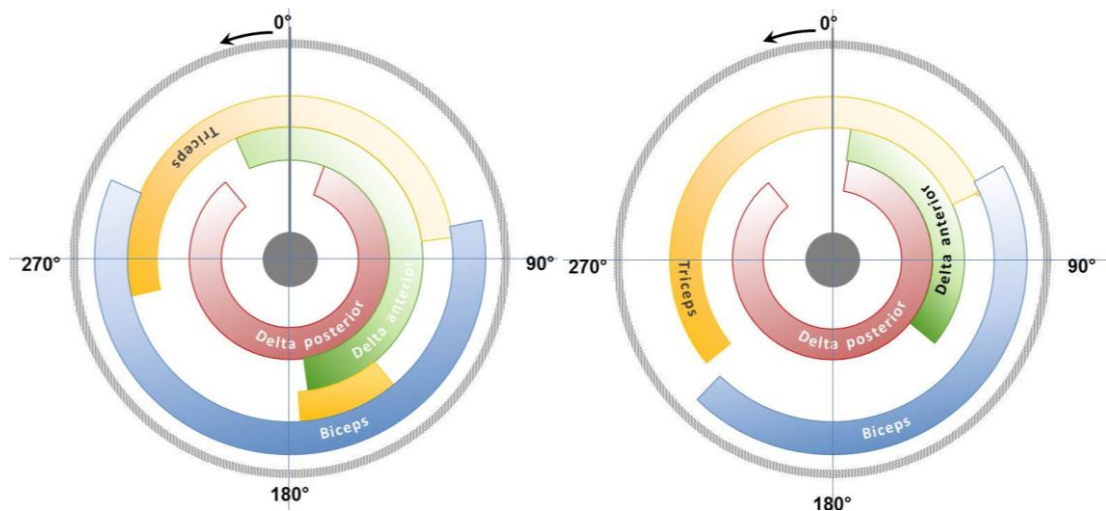
3. ábra: Az átlag EMG aktivitások a hajtókar hajlásszögének függvényében, bal oldali mérésnél, horizontális fogásnemben, kétkézes tekerésnél, 1-es, 3-as és 5-ös ellenállásnál



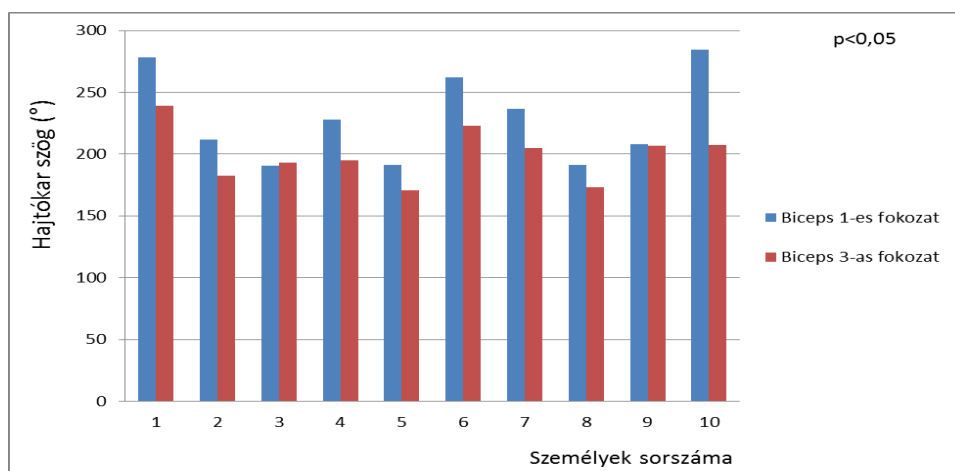
4. ábra: Az átlag EMG aktivitások a hajtókar hajlásszög függvényében, jobb oldali mérésnél, horizontális fogásnemben, kétkezes tekerésnél, 1-es, 3-as és 5-ös ellenállásnál



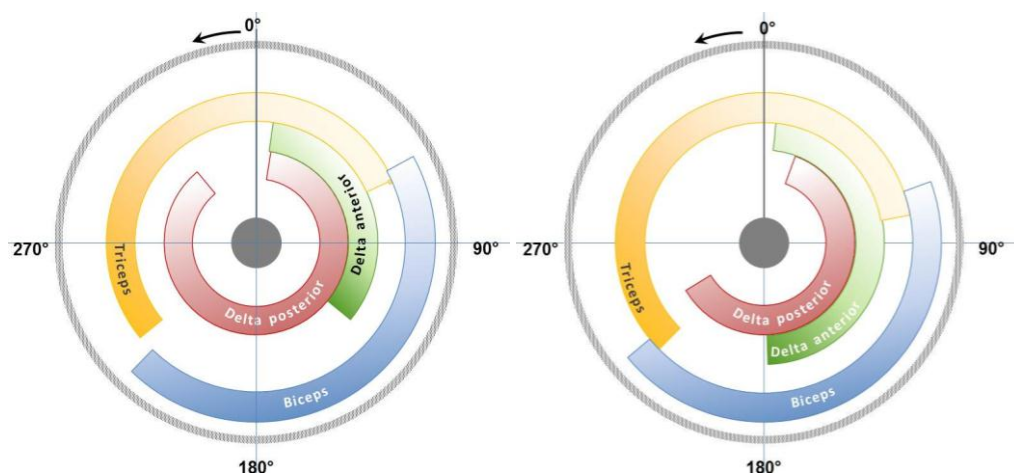
5. és 6. ábra: Bal és jobb oldali mérésnél, kétkezes tekerésnél, horizontális fogásnembben, egyes ellenállásnál a négy izom aktív munkába való bekapcsolódása a hajtókarszög függvényében



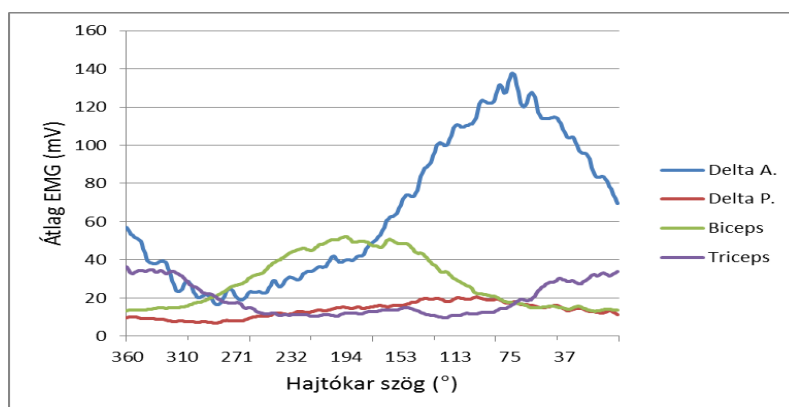
7. és 8. ábra: Bal oldali mérés, kétkezes tekerésnél, horizontális fogásnembben 1-es (bal) és 3-as ellenállásnál a négy izom aktív izommunkába való bekapcsolódása a hajtókarszög függvényében



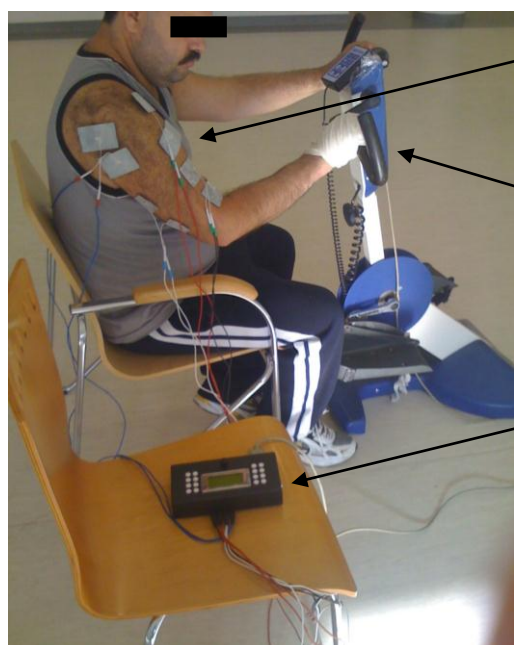
9. ábra: Statisztika: Biceps izom bekapcsolódási helyének (hajtókar hajlásszöge) az egyes személyeknél 1-es és 3-as fokozatnál, horizontális fogásnembben, kétkezes tekerésnél



10. és 11. ábra: Bal oldali mérés, kétkezes tekerés, horizontális (bal) és vertikális (jobb) fogásnemben, 3-as ellenállásnál a négy izom aktív izommunkába való bekapcsolódása a hajtókaraszög függvényében



13. ábra: Mesterséges izom ingerlési minta a Delta Anterior, Delta Posterior, Biceps és Triceps izmokhoz, bal karra, horizontális fogásnemhez, kétkezes tekeréshez, 1-es ellenállásnál



Ingerlő elektródák

Hajtókaraszög
érzékelő

Izom ingerlő készülék

4. kép: Gerincvelősérült az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézetben